

⑫ 公表特許公報 (A)

平4-502876

⑬ 公表 平成4年(1992)5月28日

⑭ Int. Cl.⁵
A 61 F 11/04
H 04 R 25/02

識別記号

庁内整理番号

Z 8119-4C
7350-5H

審査請求 未請求
予備審査請求 未請求

部門 (区分) 1 (2)

(全 15 頁)

⑮ 発明の名称 多ピーク音声プロセッサ

⑯ 特 願 平2-512327

⑰ 出 願 平2(1990)9月7日

⑱ 翻訳文提出日 平3(1991)5月7日

⑲ 国際出願 PCT/AU90/00407

⑳ 国際公開番号 WO91/03913

㉑ 国際公開日 平3(1991)3月21日

優先権主張 ㉒ 1989年9月8日 ㉓ オーストラリア (AU) ㉔ PJ6249

⑳ 発 明 者 セリグマン、ピーター ミシヤ オーストラリア連邦3040ビクトリア、エフセンドン、フオークナー
ストリート107

㉑ 出 願 人 コックリヤ、プロプライエタリ、リミテッド オーストラリア連邦2066ニューサウスウェールズ、レーンコープ、
マースロード14

㉒ 代 理 人 弁理士 赤岡 迪夫

㉓ 指 定 国 A T (広域特許), A U, B E (広域特許), C H (広域特許), D E (広域特許), D K (広域特許), E S (広域特許), F R (広域特許), G B (広域特許), I T (広域特許), J P, L U (広域特許), N L (広域特許), S E (広域特許)

最終頁に続く

請 求 の 範 囲

1. 蝸牛の頂部区域から蝸牛のベース区域まで蝸牛中に配置するの
に適した患者に内植し得る組織刺激多チャンネル電極列と、前記
電極列へ接続された患者へ内植し得る多チャンネル刺激装置と、
音信号を前記刺激装置へ伝送される電気的刺激信号へ処理するた
めの患者外部へ着用されるプログラム可能な音声プロセッサを
含んでいる多チャンネル蝸牛人工器官であって、前記人工器官は、
約280 Hzないし約1000 Hzの範囲にある主要ピーク抽出に
基いて、前記音信号中の第1フォルマントスペクトル情報を決定
し、そして前記フォルマントのスペクトル情報に従って前記電極
列の頂部区域にある少なくとも1個の電極を刺激するための手段
と、

約800 Hzないし約4000 Hzの範囲にある主要ピーク抽出に
基いて、前記音信号中の第2フォルマントスペクトル情報を決定
し、そして前記フォルマントのスペクトル情報に従って前記電極
列のベース区域にある少なくとも1個の電極を刺激するための手
段と、

前記音信号のスペクトルの少なくとも1区域にあるスペクトル
情報を抽出し、前記抽出したスペクトル情報に従って前記電極列
中の少なくとも1個のあらかじめ選定した電極を刺激するための
少なくとも1個の高周波バンドフィルターを備え、

前記あらかじめ選定した電極は前記電極列の前記ベース区域
にあること

を特徴とする前記多チャンネル蝸牛人工器官。

2. 前記音信号の対応する数の区域にあるスペクトル情報を抽出し、
前記電極列中の前記あらかじめ選定した電極の少なくとも対応す
る数を刺激するための前記高周波バンドフィルターの複数を含み、
前記あらかじめ選定した電極のすべては前記電極列の前記ベース
区域にある請求項1の多チャンネル蝸牛人工器官。

3. 前記電気的刺激は音信号のピッチに依存するパルスレートで提
供されたパルスの形で前記電極へ印加される請求項2の多チャ
ネル蝸牛人工器官。

4. 前記パルスレートは約80 Hzないし約400 Hzの間の範囲内に
ある請求項3の多チャンネル蝸牛人工器官。

5. 各自あらかじめ選定した電極を持った少なくとも3個の前記高
周波バンドフィルターを含んでいる請求項1ないし4のいずれか
の多チャンネル蝸牛人工器官。

6. 前記高周波バンドフィルターの1番目は約2000 Hzと約28
00 Hzの間の周波数範囲にある音信号からスペクトル情報を抽出
し、前記高周波バンドフィルターの2番目は約2800 Hzと約4
000 Hzの間の周波数範囲にある音信号からスペクトル情報を抽出
し、前記高周波バンドフィルターの3番目は約4000 Hzと約
8000 Hzの間の周波数範囲にある信号からスペクトル情報を抽出
する請求項5の多チャンネル蝸牛人工器官。

7. 前記電極列中の電極はそのベース端から始まってその頂部端へ
延びて連続して番号を付されていると考えることができ、前記第
1、第2および第3の高周波バンドフィルターから抽出したスペ
クトル情報から得た振幅見振り値が前記対応する数のあらかじめ選
定された電極へ印加され、前記第1のフィルターからの振幅見振

- り前記第2のフィルターからの振幅見張りよりも高い番号の電極へ印加され、前記第2のフィルターからの振幅見張りは前記第3のフィルターからの振幅見張りよりも高い番号の電極へ印加される請求項6の多チャンネル蝸牛人工器官。
8. 前記電極列はそれの中に約22個の電極を含み、前記電極列のベース区域は前記電極列中の電極の約2/3を含み、前記頂部区域は前記電極列中の電極の約1/3を含む請求項7の多チャンネル蝸牛人工器官。
9. 前記第1、第2および第3高周波バンドフィルターから抽出したスペクトル情報から得た前記振幅見張りは、前記電極列中の7番目、4番目および1番目の電極へそれぞれ印加される請求項8の多チャンネル蝸牛人工器官。
10. 有声音信号の場合、刺激するように選定された電極は第1および第2フォルマントと、第1および第2フィルターから得た情報に基づいており、そして前記電極は音信号のピッチに基づいたレートにおいて逐次的に刺激され、最もベース寄りの電極が最初に刺激され、ついで次第に頂部寄りの電極の刺激へ続く請求項7の多チャンネル蝸牛人工器官。
11. 無声音信号の場合、刺激するように選定された電極は第2フォルマントと、第1、第2および第3のフィルターから得た情報に基づいており、そして前記電極はフォルマント0ないしフォルマントP1の範囲内の非周期的レートにおいて逐次的に刺激され、最もベース寄りの前記電極が最初に刺激され、ついで次第に頂部寄りの電極の刺激へ続く請求項7の多チャンネル蝸牛人工器官。
12. 前記電極は約200Hzないし約300Hzの範囲内の非周期的レ

- ートで刺激される請求項7の多チャンネル蝸牛人工器官。
13. 前記非周期的レートは約200Hzないし約300Hzの範囲内にある請求項11の多チャンネル蝸牛人工器官。
14. 蝸牛の頂部区域から蝸牛のベース区域まで蝸牛内に配置されるのに適した患者に内植し得る組織刺激多チャンネル電極列を刺激するための信号を発生するようにマイクロホンから受信したオーディオスペクトル信号を処理する方法であって、前記方法は、
約280Hzと約1000Hzの間の周波数バンドから前記オーディオ信号の第1の主要周波数ピークを選定しそして前記第1のピークに含まれるスペクトル情報に従って前記電極列の頂部区域中の少なくとも1個の電極を刺激すること、
約280Hzと約4000Hzの間の周波数バンドから前記オーディオ信号の第2の主要周波数ピークを選定しそして前記第2のピークに含まれるスペクトル情報に従って前記電極列のベース区域中の少なくとも1個の電極を刺激することと、
前記オーディオ信号のスペクトルの少なくとも一区域中のスペクトル情報を抽出しそして前記抽出したスペクトル情報に従って前記電極列中の少なくとも1個のあらかじめ選定した電極を刺激することを含み、
前記あらかじめ選定した電極は前記電極列のベース区域にあることを特徴とする前記方法。
15. それぞれ2000ないし2800Hz、2800ないし4000Hz、および4000Hz以上のオーディオ周波数範囲にある前記オーディオ信号から得たスペクトルエネルギーを使用して、追加のあらかじめ選定した電極が刺激される請求項14のオーディオス

ペクトル信号を処理する方法。

9月 糸田 隆雄

多ピーク音声プロセッサ

技術分野

本発明は、完全もしくは重聴患者用の原動タイプ多チャンネル蝸牛内植システムに関する。

本発明の要旨

原動タイプ多チャンネル蝸牛内植システムは、一般に蝸牛内植体、外部音声プロセッサ、および外部ヘッドセットを含んでいる。蝸牛内植体は蝸牛内に設置された電極列（例えば22個の電極）へ電氣的刺激パルスを放出する。音声プロセッサおよびヘッドセットは蝸牛内植体へ情報とパワーを伝達する。

音声プロセッサはヘッドセット中のマイクロホンから、または代りのソースから入って来る音響信号を受信し、そしてこの信号から特定の音響パラメータを抽出する。これらの音響パラメータは電氣的刺激パラメータを決定するために使用され、それらはヘッドセット中の送信コイルおよび内植体の受信コイル形成部分を介して符号化され、送信される。

重聴である多数の人々は、聴覚の理由は音響信号を神経インパルスへ変換する蝸牛中の有毛細胞の不存在または損傷である。これらの人々はそのため、音響刺激をいくら大きくしても正常な聴覚で音から神経刺激を発生させることが不可能なため普通の補聴器からの恩恵を受けることができない。蝸牛内植システムは、電氣的刺激を音響神経繊維へ直接提供し、箱内の音知覚へ導く。

ケーブルと患者の頭骨へ取付けたコネクタを介して外界へ接続した蝸牛中の電極の内植体から、無線周波パワーおよびデータリンクを介して外部コンピューターと通信するこみ入った多チャンネル装置に至るまで、この目的を達成するための多数の方法が過去において記載された。

ここに記載する本発明は、外部から給電される着目し得る音声プロセッサからパワーおよびデータを受取る多チャンネル内植刺激ユニットへ接続された、蝸牛中に内植された多チャンネル電極を含み、音声プロセッシング方針が既知の精神物理学の現象を基とし、そして診断およびプログラミングユニットの使用により個々の患者に対し仕立てられている人工器官に使用するのに特に適している。そのような人工器官の一例は「聴覚人工器官のための蝸牛内植システム」と題するGrosskyらの米国特許第4,532,930号に図示され、記載されているものである。

本発明を最良に理解するためには、ヒト聴器官の生理学および解剖学のいくつかを知得し、そして音声信号の特徴の知識を有することが必要である。加えて、電気的刺激によって誘発される聴覚は正常聴覚人において音響刺激によって発生するそれとは異なるので、聴覚系の電気的刺激の精神物理学を議論することが必要である。正常聴覚人においては、音は第1図に示すように鼓膜に衝突し、そして蝸牛室へ連結された卵円窓と呼ばれるピストンもしくは膜を増幅および音響インピーダンスマッチングを提供するとして働く耳小骨と呼ばれる骨を介して伝達される。

蝸牛室は伸ばした時約3.5mmの長さであり、そしてその長さの大部分に沿って仕切りによって分割されている。この仕切りは基底

膜と呼ばれる。下方室は鼓室階と呼ばれる。蝸牛室の遠方端にある開口はその上半分および下半分の間を連通する。蝸牛は水の約2倍の粘度を持つ液体で満たされている。鼓室階は該液体の変位を取上げるように作用する正円窓と呼ばれる他のピストンもしくは膜を備えている。

卵円窓が耳小骨を介して音響的に駆動されるとき、基底膜は蝸牛中の流体の運動によって変位される。その機械的性格により、基底膜は蝸牛の遠方端もしくは頂点において低周波数で最大に振動し、その底辺もしくは卵円窓近くでは高周波数で振動する。基底膜の変位は基底膜上の特別な構造中に位置する有毛細胞と呼ばれる細胞の集団を刺激する。これら有毛細胞の運動は第七神経もしくは聴神経の繊維に放電を発生させる。このように、正円窓（蝸牛の底辺）に最も近い有毛細胞からの神経繊維は高周波音についての情報を運び、そしてもっと頂点に近い繊維は低周波音についての情報を運び、これは蝸牛中の神経繊維のトノトピック機構と呼ばれる。

難聴の原因は多数あり、そして一般に二つのタイプがある。伝導性難聴は蝸牛中の有毛細胞へ達する音の正常な機械的通路が例えば耳小骨の損傷によって妨害される時に発生する。伝導性難聴は音響信号が蝸牛へ到達するように音を増幅する補聴器の使用によってしばしば助けられる。いくつかのタイプの伝導性難聴は外科的処置によって軽減へ向かい得る。

感覚神経性難聴は蝸牛内の有毛細胞もしくは神経繊維の損傷から生ずる。このタイプの患者には普通の補聴器は改善をもたらさないであろう。音エネルギーを神経インパルスへ変換する機構が損傷しているからである。この機能の損失が部分的に回復できるのは聴覚

神経を直接刺激することによるからである。

ここに記載するシステム、および先行技術のいくつかの他の蝸牛内植システムにおいては、刺激電極が基底膜に接近して鼓室階中に外科的に配置され、電極間を通過する電流は神経繊維群に神経刺激を発生させる。

ヒト発声システムは多数の共振空洞、すなわち口腔および鼻腔よりなり、これらは声門または声帯を通過する空気によって励起され、それらを振動させる。振動数は発声者の声のピッチとして聴かれ、そして約100ないし400Hzの間を変化する。女性発声者のピッチは男性発声者のそれよりも一般に高い。

聴者をして、例えば説明と質問とを区別し、連続した談話中の文章を分離し、そしてどの部分が特に強調されているかを検知するかを可能にする文章のイントネーションを与えるのはこのヒト発声のピッチである。これと信号の増幅とがいわゆる韻律情報を提供する。

音声は発声者が声帯を励起し、そして舌、唇およびあごの異なる音を発する運動によって音響空間の操作によってつくられる。いくつかの音は励起した声帯によってつくられ、これらは有声音と呼ばれる。他の音は無声音を免するよう歯と舌の間の空気の通過のような他の手段によってつくられる。このように「Z」の音は有声音であるが、「S」の音は無声音であり、「B」は有声音であるが、「P」は無声音等々である。

音声信号はいくつかの方法で分析することができる。一つの有用な分析技術はスペクトル分析であり、それにより音声信号は周波数領域に分析され、そしてあるスペクトルは振幅（および相）対周波数と考えられる。発声者の空間が励起されるとき、多数のスペク

ルピークが発生し、そしてこれらのスペクトルピークの周波数および相対的振幅は時間と共に変化する。

スペクトルピークの数は約3ないし5の間の範囲にあり、そしてフォルマントと呼ばれる。これらフォルマントは通常F1と呼ばれる最低周波数形成音から、最高周波数形成音まで番号がつけられ、そして音声ピッチは通常F0と呼ばれる。種々の母音の特徴音は発声音がこれらフォルマントの周波数および相対的強さを変化させる効果を有する。口腔および鼻腔の形状を変えることによってつくられる。

詳しくは、母音情報を伝えるためには2番目のフォルマント（F2）が重要であることが判明した。例えば母音「oo」および「e」は声帯の同じ発声で発声し得るが、異なる第2のフォルマント特徴のため異なって聞こえるであろう。

勿論音声中には各種の異なる音があり、そしてそれらの発生方法は複雑である。しかしながらここで本発明の理解目的には、二つの主な発音タイプすなわち有音および無音があること、およびフォルマントの周波数と振幅の時間コースが音声信号の理解度的大部分を持っていることを記憶すれば十分である。

ここで使用する「精神物理学」なる用語は、聴神経の電気的刺激によって患者に誘発された知覚の研究をいう。毎秒100ないし400パルスの間の速度における刺激については、刺激速度につれて変化するノイズが知覚される。これはその変化によって患者へメロディーを伝達することができる区別できる感覚である。

電極を音声ピッチ（F0）に比例する率で刺激することにより、韻律情報を患者へ伝えることが可能である。このアイディアは情報

伝達の唯一の方法としていくつかの蝸牛内極システムに使用されており、1個の電極をもって実施し得る。

フォルマント情報は音声信号の理解性の大部分を含んでいるので、この情報を患者へ伝達することはもっと重要である。精神物理学の実験により、丁度蝸牛の道方端を刺激する聴覚信号が低周波聴覚を発生し、その近くの端を刺激する信号が高周波聴覚を発生するように、電極刺激についても同様な現象がみられることが発見されている。蝸牛内部の異なる位置における電気的刺激によって誘発された知覚は、ピッチそのままでなく、“明瞭さ”または“不明瞭さ”が変化する知覚を発生するとして患者によって報告されている。しかしながら、電極間の周波数知覚の差は、フォルマントもしくはスペクトルピークを電極の選択、または蝸牛中の刺激部位の選択によってコード化できるようにする。

精神物理学の実験により、聴覚神経の電気的刺激によって誘発された知覚された音の大きさは刺激自体の動的範囲よりも大きい動的範囲を持っていることがわかった。例えば、220 dB 動的範囲の電気的刺激は閾値もしくは殆んど知覚し得ないところから苦痛閾値までの知覚を生じ得る。正常聴覚人においては、音知覚の動的範囲は100 dB のオーダーにある。

また、精神物理学の実験により、電気的刺激による音知覚のピッチは刺激の周波数にも依存するが、しかし知覚されたピッチは刺激周波数と同じではないことが発見された。特に、変化する刺激率単独によって知覚することができる最大ピッチは1 kHz のオーダーであり、そしてこの最高レベル以上の率における刺激は知覚される音の周波数またはピッチに増大をもたらさない。加えて、蝸牛内の電

気的刺激によって、知覚されるピッチは電極位置に依存する。多電極システムにおいては、ある電極での刺激による知覚は近接する電極の同時刺激による知覚と無関係ではない。また、ピッチの知覚品質、すなわち“明瞭さ”および大きさは、刺激率、電極位置、および刺激振幅と無関係に変化し得ない。

先行技術の蝸牛内極システムの一つは、特定周波数帯のエネルギーに比例して多数の電極を同時に刺激するようになっているが、これは近接する刺激電極の刺激電流による知覚を考慮することなく実施している。その結果、チャンネル間に相互作用があり、そして大きさがこれによって影響される。

これまで蝸牛構造のある部分的またはそれに隣接した電極を使用して聴覚神経繊維の電気的刺激による有用な聴覚を提供する多数の試みがなされている。単一対の電極を使用するシステムは Michelson の米国特許第3,751,605号および Barltz の米国特許第3,752,939号に見られる。

これらシステムにおいては、外部音声プロセッシングユニットが音響入力を皮膚を通して内植されたレシーバー／刺激ユニットへ伝送するのに適した信号へ変換する。これらの装置は連続的に変化する刺激を電極対へ印加し、聴覚神経繊維集団の少なくとも一部分を刺激し、そして聴覚を発生させる。

与えられた音響入力から発生する刺激信号はこれらシステムのめいめいについて異なり、各自ある程度の有効性が示されているが、性能はシステムによって、また各システムについて患者間で大きく変化する。これらシステムの設計は実験的に発展し、そして詳細な精神物理学の観察に基づいていないので、この変動の原因を決定する

ことはできなかった。従って変動を減らすことはできなかった。

別のアプローチは音響信号の周波数スペクトルに応じて神経繊維群を刺激するため蝸牛のトノトピック組織を利用することである。この技術を使用するシステムは、Ricard の米国特許第4,207,441号、Doylie の同第3,449,753号、Kissiah の同第4,063,048号、Hochmair の同第4,284,856号、第4,357,497号に示されている。

Kissiah によって記載されたシステムは、音響信号を各自聴覚スペクトル内のあらかじめ定めた周波数範囲を持つ多数の周波数成分に分離するためにアナログフィルターの組を使用する。これらのアナログ信号はそれらが代表するアナログ信号の周波数に等しいパルス率を有するデジタルパルス信号に変換され、該デジタル信号が同じ周波数範囲にある情報を平常伝える聴覚神経部分を刺激するために使用される。刺激は蝸牛内の間隔を置いて電極の設置によって達成される。

Kissiah のシステムは正常な聴覚周波数範囲の限界すなわち10 kHz までの率における電気的刺激と、そして各電極の独立した作動を利用する。どの神経繊維の最大助起数も生理的メカニズムによって1または2 kHz へ制限され、そして800 Hz 以上の電気的パルス率では少ししか知覚差がないので、指示された率において刺激するのは不適切であろう。経験上刺激提供の相対的タイミングに応じてかなりのコントロールされない音の大きさ変動を発生させる。異なる電極によって発生する刺激電極間の相互作用を考慮していない。また、このシステムは関連する感染リスクを有する経皮コネク

ターを内蔵している。

Doylie によって提案されたシステムは、どの繊維群についても刺激数を任意の繊維が逐次的刺激にตอบสนองするのを許容するような数に制限する。それは複数の伝送チャンネルを利用し、各チャンネルは電極の双極対へ簡単な複合パワー／データ信号を送る。後に Ricard が使用する後述するものと同様な時間多重化ファッションにおいて電圧源刺激が使用され、そして提案された電極の隣接ペアの独立刺激では同様なコントロールされない音大きさ変動が生じるであろう。さらに電極対の数に等しい数の伝送リンクの必要性は数個以上の電極のためにこのタイプのシステムの使用を禁止する。

Ricard によって提案されたシステムは音響信号を分析するためフィルターバンクと、そして蝸牛中に内植された電極セットへ時間多重化出力を提供する内植されたレシーバー／刺激器へパワーとデータの両方を送るために単一の無線リンクを利用する。単相電圧刺激が使用され、一個の電極は一時に電圧源へ接続され、残りは共通の接地ラインへ接続される。鼓室階内において電極間に小さいシリコン片を配置することにより、刺激電流を相互に隔離する試みがなされた。単相電圧刺激を使用し、そして電極は各刺激を提供した後共通の参照レベルへ復帰するので、電極／電解質界面の蓄電性格は駆動電圧がゼロへ復帰した後数百マイクロ秒の間いくらかの電流を流すであろう。これは正味の電位移動を減らし（そしてそのため電極の腐食）、しかしこの電位復帰フェーズは今や次の刺激と一時的に重なる。これらの刺激のどんな空間的重複もコントロールされない音大きさ変動を発生するであろう。

Hochmair の特許においては、複数の搬送信号が聴覚周

波数帯にある信号に相当するパルスによって変調される。送信号は伝送された信号を受信しそして復調するための独立したチャンネルを持つレシーバーへ伝送される。検出されたパルスは、所望の周波数応答を有する区域を刺激するように蝸牛内に選択的に配置された電極である、蝸牛内植体上の電極へ印加される。パルスは、聴覚帯内の信号周波数に相当する周波数と、そして聴覚帯内の信号の振幅に相当するパルス幅を有する。

Forsterらの米国特許第4,267,410号は、あらかじめ定めた持続時間の二相電流刺激を利用し、刺激および復調の両方の良好な瞬間的制御を提供するシステムを記載する。しかしながら、固定パルス持続時間は、患者間の生理学的変動によって必要とされるこのパラメータの変更を禁止する。さらにこのシステムに記載されたデータ伝送システムは、コンスタントパルスレート刺激に利用し得るパルスレートの数を厳しく制限する。

Hochmairらの米国特許第4,593,696号は、少なくとも一つのアナログ信号が患者に内植された電極へ印加され、そして少なくとも一つのパルス信号が内植された電極へ印加されるシステムを記載する。アナログ信号は音声信号を表し、そしてパルス信号はフォルマント周波数およびピッチ周波数のような特異的音声特徴を提供する。

Patrickらの米国特許第4,515,158号は、電流のセットが内植された電極列中の選択された電極へ印加されるシステムを記載する。入って来る音声信号は受信された音声信号に相当する電気的入力が発生するように処理され、そして音声信号の音響的特徴を表す電気的信号が入力信号から発生される。プログラム可能

な手段が電気的信号からデータを取得しそして記憶しそして電極列へ印加される電気的刺激のセットを確立し、そして有聲発音のための音声信号の発音周波数から誘導されたレートと、無聲発音のための該発音周波数とは独立したレートにおいて電極へのパルス刺激の逐次の印加を制御するための指令信号がつけられる。

本発明はその上に改良を提供する先行技術は、多分前出のCrosbyらの“聴覚人工器官のための蝸牛内植システム”と題する米国特許第4,532,930号によって最良に例示される。前記Crosbyらの特許の主題を参照としてここに取入れる。Crosbyらの特許はシリコン基板中の多数の白金リング電極を含む電極列が耳の蝸牛に内植される蝸牛内植システムを記載する。電極列は、半導体集積回路および他の部品を含む多チャンネルレシーバー/刺激ユニットへ接続され、該ユニットは耳に隣接して患者に内植される。レシーバー/刺激ユニットは、患者が着用し得る外部音声プロセッサを備えた誘導リンクを介して同調コイルによってデータ情報およびパワーを受取る。音声プロセッサは消去自在プログラム可能読取専用メモリ(EPRM)からのデータを放出するように配置またはマップされた集積回路および種々の部品を含んでいる。EPRMは、患者および彼の内植された刺激器/電極のテストにより決定された各患者の電気的刺激知覚に適するようにプログラムされる。このテストはインターフェースユニットによって音声プロセッサへ接続された診断およびプログラミングユニット(DPU)を使用して実施される。

Crosbyらのシステムは、有聲音、無聲音門音および韻律学的情報を含むように支配的スペクトルピークおよび音声ピッチの強

幅圧縮を含む、種々の音声プロセッシング戦略の使用を許容する。採用される音声プロセッシング戦略は既知の精神物理学的现象を基にし、そして診断およびプログラミングユニットの使用によって個々の患者に対して仕立てられる。二相パルスが種々の作動モードにおいてスイッチ制御電流シンクによって電極の種々の組合せに対して供給される。データの伝送は、選んだ電極、電極モード形状、刺激電流、および振幅バーストの期間によって決定される振幅を表す別々のデータバースのシリーズによる。

各患者は蝸牛の電気的刺激から生ずる異なった知覚を有するであろう。特に、同じ音大さの聴知覚を誘発するのに要する刺激強度は患者毎に、そして同じ患者について電極毎に異なることがあり得る。患者はまた、電極毎にピッチ変化を知覚する能力において差がある。

音声プロセッサは患者間の精神物理学の知覚の差を順応し、そして同じ患者の電極間の差を補償する。個々の患者の精神物理学的応答を考慮に入れ、音声プロセッサは刺激レベル、電極周波数境界、および適切な聴知覚を喚起する他のパラメータに関する音響情報をコード化する。音響信号からそのような刺激パラメータを決定するのに使用される精神物理学的情報はマップと呼ばれ、音声プロセッサ内部のRAMに記憶される。聴覚学者は診断およびプログラミングシステム(DPS)を使用して各患者のマップをつくりそして微調整させる。DPSは適切なテストを管理し、制御された刺激を提供し、そしてテスト結果を確認および記録するために使用される。

この多電極蝸牛人工器官は長年の間苦しむ聴覚患者によって成功

して使用されており、そして世界中の種々の国において多数の人の日常生活の一部となっている。この人工器官の内植部分は装置の全体の厚みを減らすためおよびワイヤーヘッドセットの必要性をなくするため内植した磁石を含ませるために行ったようなデザイン変更を除き、比較的に変化していない。

外部音声プロセッサは人工器官の初期段階のものから著しい変化を受けている。初期の患者によって使用された音声コーディング様式は内植体使用者へ三種の音響特徴を提供した。これらは、電気的刺激の電流レベルとして提供される振幅と、脈動刺激のレートとして提供される基本周波数または音声ピッチ、および刺激電極対の位置によって提供される第2フォルマント周波数である。このコード化様式(F0F2)は、著しい後発的音声聴覚成人には彼等の音声知覚に実質的改善を示すのに十分な情報を提供する。

この初期のコード化様式は、追加のスペクトル情報が提供される後のコード化様式へ自然に進歩した。この様式においては、音声第1のフォルマントを代表する2番目の刺激電極ペアが追加された。この新しい様式(F0F1F2)は成人患者に対し音声知覚のすべての区域において改良された性質を示した。

過去数年にわたるF0F1F2様式を使用する音声プロセッサの成功にもかかわらず、多数の問題が同定された。例えば、静かな状態においては良く行動する患者は中程度レベルのバックグラウンドノイズが存在するとき有意な問題を持ち得る。また、F0F1F2は約3,500Hzまでの周波数をコードするが、しかし多くの音響および環境音はこの範囲以上のそれらのエネルギーの高割合を持ち、それらがある場合には内植体使用者に対し非可聴とする。

本発明の一面によれば、入って来るオーディオ信号は、音声特徴抽出装置と、そしてその通過バンドが相互に異なり、そして少なくともその一つは音声信号の第2フォルマントまたは周波数ピークの正常範囲よりも高い周波数にある複数のバンド通過フィルターへ同時に提供される、蝸牛人工器官のための改良された駆動システムが提供される。これらの通過バンド内のエネルギーは、電極列のベース端へ接続する固定電極ペアの対応する数の電気的刺激の振幅を制御し、そのため蝸牛内の適切な位置において高周波音についての追加の情報を提供する。好ましくは、2,000ないし2,800 Hz, 2,800ないし4,000 Hzおよび4,000ないし8,000 Hzの範囲にある3個の追加バンド通過フィルターが採用される。

全体の刺激レートはF0（基本周波数または音声ピッチ）のままであるが、しかし音声ピッチ期間毎に2種のパルスのみが発生する。これまで使用されたF0F1F2戦略と比較し、各声門パルスについて4種の電気的刺激パルスがそのほかに発生する。有声音に対しては、第1および第2のフォルマントが2,000ないし2,800 Hzおよび2,800ないし4,000 Hz範囲のエネルギーを要する追加の刺激パルスと共に提供される。無声音に対しては、4,000 Hz以上のエネルギーを要するその他のパルスが提供されるが、この周波数範囲内のエネルギーは存在しないので第1のフォルマントに対する刺激は提供されない。刺激は約260 Hzのランダムなパルスレートにおいて発生し、これは以前の音声コーディング様式に用いられたものの約2倍である。

本発明の他の一面によれば、蝸牛の頂区域から蝸牛のベース区域まで蝸牛内に配置されるのに適した患者に内植し得る組織刺激多チ

ャンネル電極列を刺激するための信号をつくるように、マイクロホンから受信したオーディオスペクトル信号を処理する方法が提供される。該方法は、前記オーディオ信号から約280 Hzから約1,000 Hzの間の周波数バンドの第1の支配的周波数ピークを選択し、そして前記第1のピーク中に含まれるスペクトル情報に従って前記電極列の頂区域中の少なくとも1個の電極を刺激すること、前記オーディオ信号から約800 Hzから約800 Hzの間の周波数バンドの第2の支配的周波数ピークを選択し、そして前記第2のピーク中に含まれるスペクトル情報に従って前記電極列のベース区域にある少なくとも1個の電極を刺激すること、前記オーディオ信号のスペクトルの少なくとも一区域にあるスペクトル情報を抽出し、そして前記抽出したスペクトル情報に従って前記電極列中の少なくとも1個のあらかじめ定めた電極を刺激することよりなり、前記あらかじめ定めた電極は前記電極列の前記ベース区域中にあることを特徴とする。

好ましくは、追加のあらかじめ選定した電極も、前記オーディオ信号から得られた、それぞれ2,000ないし2,800 Hz, 2,800ないし4,000 Hzおよび4,000 Hz以上のオーディオ周波数区域にあるスペクトルエネルギーを使用して刺激される。

本発明の他の一面に従えば、マイクロホンによって受信された入って来る音響信号からある数、例えば5種類のスペクトルピークを抽出する多スペクトルピーク(MPEAK)コーディング戦略を採用する、蝸牛人工器官のための改良された音声プロセッサが提供される。この音声プロセッサはこの情報をパルス列へコード化し、蝸牛内植体の選定した電極へ送る。第1フォルマント(F1)スベ

クトルピーク(280~1000 Hz)および第2フォルマント(F2)スペクトルピーク(800~4000 Hz)はコード化され、それぞれ頂部およびベース電極へ提供される。F1およびF2電極選定は蝸牛のトノトピック組織に従う。高周波数スペクトル情報は一層ベース近くの電極へ送られ、低周波数電極は一層頂点近くの電極へ送られる。2000~2800 Hz, 2800~4000 Hz, および4000 Hz以上の範囲にあるスペクトルエネルギーはコード化され、3個の固定電極へ提供される。基本もしくはは発声周波数(F0)は有声音間の刺激のパルスレートを決定し、そして擬ランダム非周期的レートは無声音間の刺激のパルスレートを決定する。5個のバンド中の音響信号の振幅は刺激強度を決定する。

図面の簡単な説明

本明細書は、本発明の主題を詳しく指摘し、そして明瞭にクレームする請求の範囲で結んでいるが、本発明は添付図面を参照して以下の説明からより良く理解されるものと信じる。図面において、

第1Aおよび1B図は、ヒト耳の内部解剖図および蝸牛の断面図である。

第2図は、本発明の全体の蝸牛内植システムのブロック図である。

第3図は、内植し得るパーツおよび患者が着用し得るパーツを含む、このシステムの部品の外観図である。

第3Aおよび3B図は、それぞれこのシステムの内植し得るパーツの側面および端面図である。

第4図は、本発明に使用される二相電流波形を示す、電流対時間のグラフである。

第5図は、本発明の多ピークコーディング戦略を使用する有声音

のための電極ペアの逐次刺激パターンの一例を示すグラフである。

第6図は、本発明の多ピークコーディング戦略を使用する無声音のための電極ペアの逐次刺激パターンの一例を示すグラフである。

第7図は、本発明の多ピークコーディング戦略を使用する種々の定常音楽のための電気的刺激のパターンの一例を示すチャートである。

第8図は、本発明の音声プロセッサのための標準的音大きさ成長を示すグラフである。

第9図は、本発明に従った駆動タイプ、多チャンネル蝸牛内植システムのマイクロホンおよび音声プロセッサ部分のブロック図である。

本発明を実施するための最良形態

第2図に示した本発明の蝸牛内植システムはいくつかのコンポーネントを含む。電極列1は蝸牛中に内植される。電極列1は可撓性シリコンプラスティック担体と共に、成形された白金の多数のリングまたはバンドを含む。好ましくは合計して32の白金バンドがある。先端の22バンドは活性電極であり、それらへ溶接された接続ワイヤーを有する。根本の10電極バンドは剛直化のために使用され、そして外科的挿入の補助として作用する。典型的な例においては、電極リングは厚み約0.05 mmおよび幅0.3 mmであり、そして根本端において0.6 mmから先端において0.4 mmまでの外径を持つ。リングの直径は列が先端10 mmにわたって先細となるようにスムーズに変化する。リングは電極列の先端25 mmにわたって0.75 mm中心上に間隔を置かれ、リングの露出した外側区域の全部は活性電極区域として使用される。シリコン材料は

ダウコーニング社のMDX4-4210でよい。

22本の電極ワイヤーは、電極列1からレシーバー/刺激ユニット(RSU)3へケーブル2を介して通過する。記載した本発明はこの電極列デザインへ限定されるものではなく、先行技術に記載されたような多数の代替電極デザインを使用することができる。RSU3は外部ソースから、RSUへ取り付けられたそして皮膚直下に位置する同調受信コイル5を通して情報およびパワーを受取る。RSUはまた電極列1へ電氣的刺激パルスを提供する。パワーと、どの電極をそしてどの程度の強度を刺激するかは、外部多ピーク音声プロセッサ(MSP)7から、無線周波数で作動する誘導リンク6を使用して皮膚を横断して伝送される。平常の作動においては、MSPは便利に着用されたマイクロホン8から音声刺激をピックアップし、そして該信号から刺激電極、レートおよび振幅を決定するために使用される情報を抽出する。

電氣的刺激に対する各患者の応答は異なるので、各患者のMSPを彼または彼女自身の要求に合わせる必要がある。このためMSPは各患者に適合するようにプログラムされたRAMを有する。

電氣的刺激に対する患者の応答は患者のMSPを使用してRSUの内蔵後しばらくしてテストされ、そしてこれらテストの結果は、患者自身の特定の要求のためにMSPをセットするために使用される。これはMSPをコネクターおよびケーブル9を介して診断プログラミングインターフェースユニット(PPU)10へ接続することによってなされる。PPUはそれ自身ケーブルおよびコネクター11を介して診断およびプログラミングユニット(DPU)12と呼ばれる一般目的コンピューターへ接続される。

ホンを含む、代りのマイクロホン形状も可能である。

コイルケーブル26および3本ワイヤーケーブル28は、取り外し得るコネクター32、33および34によってマイクロホン27およびMSP29へ取り付けられる。MSP29はMSP29内部に支持された普通に入手持得る電池(例えば単一AAサイズ電池)によって給電される。テレビ、ラジオ、または高品質マイクロホンからのような、外部オーディオ信号源の接続を許容するため、プラグ挿入ジャック31が設けられる。

第4図を参照すると、蝸牛を電氣的に刺激するのに使用されるパルスは二相である。すなわち、それは負電流刺激期間と、それに続く等振幅の正電流の等期間によりなり、この二つの期間(φ1およびφ2として知られる)は無刺激の短期間によって分離される。φ1およびφ2は12ないし400マイクロ秒の範囲内(典型的には200マイクロ秒)であり、そして中断間隔は典型的には約50マイクロ秒である。φ1およびφ2の振幅、それらの持続時間、および中断間隔の時間は音声プロセッサ(第3図)によって伝送された信号から解読された情報によって決定される。これらのパラメータの実際の値は、患者の精神物理学的テストの結果として、各患者について電極ベースにより一電極上に設定されるであろう。φ1およびφ2の極性の反転は、刺激に正味のDC成分がないことを保証するから重要である。これは長期間DC動起は電極腐食と、そして多分蝸牛自体への後からの損傷を発生し得るから重要である。電極電気化学および電荷バランスの問題は、例えばこの分野で良く知られた心臓ペースメーカーよりも蝸牛内植体においてはもっと重要であると考えられる。これは蝸牛刺激装置は神経組織を刺激するのに

患者によって使用されるシステムの外觀図は、第3、3Aおよび3B図に示されている。電極列20は可撓性であり、蝸牛の残部から分離する基底膜に粘って挿入されるとき、蝸牛の形状(第1Aおよび1B図)にフィットする。電極列はシリコン被覆ケーブル21によってRSU22へ接続される。ケーブル21はケーブル内のワイヤーの切断を防止するための応力緩和を提供するように特別に設計される。情報およびパワー受取りコイルは、RSU22中の内植電子回路へ連結されたトランスである多ストランド白金ワイヤー23の単一巻きである。

外部着信用送信コイル24は、例えばコイル23および24の各自に隣接して支持された協力する磁石により、またはコイルを使用者の頭部へ保持するためコイル24へ取付けた固定具(図示せず)により、または粘着テープにより、RSU内植体22の部位の上の頭部に対し固定される。コイル24は、コイルケーブル26および補聴器マイクロホン27を介して音声プロセッサ29へ接続される。補聴器マイクロホン27は内植部位に最も近い耳に着用され、そしてマイクロホン27からのオーディオデータは3本ワイヤーケーブル28を介してMSP29へ接続される。伝送データは同じ3本のワイヤーケーブル28とコイルケーブル26を介してMSP29からコイル24へ接続される。この3本ワイヤー構造は、“蝸牛内植プロセッサのための3本ワイヤーシステム”と題する、1989年9月7日出願のChristopher N. Dalyの米国特許出願第404,230号に記載されている。該出願は本発明の譲受人へ譲渡され、そしてここに参照して取入れる。ネクタイ留め上に着用される、または使用者の衣服へ取り付けられる等のマイクロ

対し、心臓ペースメーカーは心筋を刺激するように設計されているからである。神経組織は電氣的刺激により一層損傷を受け易く、そのため蝸牛内植システムは心臓ペースメーカーよりもさらに厳格な安全係数をもって設計すべきであると考えられる。このシステムは、両方の刺激フェーズのために同じ刺激ソースが使用されるように設計されている。この二相パルスは単に電極への接続の反転によってつくられる。このため極めて良好な電極極性が得られ、φ1およびφ2の持続時間が等しい限り、高レベルの安全性を提供する。

刺激回路は、好ましくはコンスタント電流源として構成される。これはコンスタント電圧源と比較して、もし電極インピーダンスが変化しても(しばしば観察されているように)、電極へ放出される電流は広範囲の電極インピーダンスにわたって変化しないという利益を有する。電流は数マイクロアンペアから2mAまで変化的ことができ、非常に広範囲の音大さき知覚を発生し、そして患者間の広い変動に適応することを許容する。

RSU3(第2図)内の刺激発生回路は、好ましくは二つのモードの一方において作動するように設計される。第1のモードは“多極”または“共通接地”刺激と呼ばれる。このモードにおいては、1個の電極が“活性”電極になるように選定され、すべての他の電極は共通電流源として作動する。フェーズφ2においては、“活性”電極が電流源として作用し、そして共通電極が電流シンクとして作用するように反転される。刺激順序の選定は回路設計中のどんな限度または制限によっても決定されず、回路設計を実施する時どちらの方法も選択できる。

第2のモードは“双極”刺激である。このモードにおいては、刺

激は二つの選定した電極（便宜上AおよびBと呼ぶ）の間で行われる。フェーズ $\phi 1$ においては、電流はAによって供給され、Bによって低減される。フェーズ $\phi 2$ においては、電流はBによって供給され、Aによって低減され、他の電極は刺激に何の役目も果たさない。RSU3は、好ましくは電極の任意のペアが双極刺激のために選択できるように構成される。このため刺激戦略の選択に大きな融通性がある。

これら二つの特定刺激モードだけが選択されたことを理解すべきである。しかしながら他の刺激モードを排除するものではない。例えば、多極もしくは分配接地システムも、すべての電極が分配された接地として作用しない場合に使用することができ、そして任意の電極を、レシーバー／刺激装置の適当な改造をもって、どちらの刺激フェーズの間においても電流源、電流シンクまたは不活性になるようにいつでも選択することができよう。

本発明の主目的は、著しい聴覚にかかっている人々へ改良された音声コミュニケーションを提供することである。しかしながら、改良された音声コミュニケーションの提供に加え、環境音、例えば電話、ドア、警報サイレン、ドア鈴等日常生活の一部をなす音を伝えることも重要である。これまで記載したシステムは、基本的にはこれまで参照し、参照として取入れたCrosbyらの特許のものである。Crosbyらの特許においては、第2のフォルマントF2が音声信号の理解性の大部分を運ぶが、第1のフォルマントF1は信号の自然さの多くを含んでいるにもかかわらず、理解度へは少ししか貢献しない。

Crosbyらは、第3およびそれより高いフォルマントは第2

フォルマント程多くの情報を運ばないことを観察した。彼らはまた、多数の電極を同時に刺激する時の電極間の相互作用に関する当時の限られた知識に鑑み、最も有効な刺激方法は、最も重要なフォルマント情報を提供するため蝸牛中の適切な電極または部位において第2フォルマントをコードすることであると感じた。そのような刺激の振幅は第2フォルマントの振幅から誘導される。

Crosbyらのシステムはまた、パルスレートの形で韻律情報を提供する。そのようなシステムは刺激レートを100～250Hzの範囲へ圧縮する。この範囲において刺激パルスレートから最大ビット弁別が得られる。

Crosbyによって採用された追加のファクターは、電流音響刺激レベルの上部10ないし20dBのみが、刺激振幅を決定するために使用されることである。これは、全体の音響大きな範囲を利用し得る電氣的刺激の小さい範囲へ圧縮する代りに、トップ部分だけを使用する。このように、Crosbyらの信号の振幅は30dBの動的範囲だけを提供する5ビット2進コードによって完全に表わされる。

要約すると、Crosbyらの音声プロセッシング戦略は、

1. 約800Hzないし約4000Hzの範囲内の主要スペクトルピークを電極位置をコード化するのに使用する。
2. 電極位置をコード化するのに使用する主要スペクトルピークの振幅が刺激振幅を決定するために使用される。
3. 音声ビット（F0）は圧縮され、そして刺激レートを決定するために使用される。

無声音および環境音のため、Crosbyらのシステムはなお刺

激を発生するであろうが、しかし刺激レートおよび電極位置は音響信号のそのままの性格によって決定されるであろう。例えば、歯擦子音（“S”）については、刺激レートはかなり速いがしかしコンスタントではなく、そして刺激される電極は高周波知覚を密着する電極である。

ある種の患者に有用な第2の音声プロセッシング戦略がCrosbyらによって採用されている。第2の戦略は、電極位置がフォルマント周波数によって決定される点において上述のものに似ている。しかしながら刺激レートは第1のフォルマント周波数のF1にあり、そして刺激振幅はF1ピークの時点における音響信号のピークの値に対して決定される。これは刺激レートがより速く、そしてある患者には一層自然に聞こえる談話知覚を誘発するという利益を有する。加えて、F1信号は振幅変調され、そしてF0レートよりも一時的に良好であり、患者は韻律情報を伝えるために有用なF0または音声ビットをも知覚する。

Crosbyらの考えた他の音声プロセッシング戦略の一つは、入って来る音声信号から抽出しF1のレートにおいて患者を刺激するが、しかし刺激がF0レートにおいてゲートされるように刺激をパターン化することである。

最近数年間にわたる、CrosbyらのF0、F1、F2音声プロセッシングコード化様式を使用する音声プロセッサの成功にもかかわらず、そのような音声プロセッサコード化様式の使用に関して多数の問題がなお残っている。前に指示したように、静かな条件においては良く行動する患者は中程度レベルのバックグラウンドノイズが存在する時著しい問題を持つことができる。さらに、F0、

F1、F2様式は約4000Hzまでの周波数をコード化するので、そして音素および環境音はこの範囲以上のそれらのエネルギーの高い割合を持っているので、そのような音素および環境音はある場合には内聴体使用者に聞こえない。

本発明によれば、音声信号は音声信号の第2の周波数ピークまたはフォルマントF2の正常範囲内または以上の複数、例えば三つのバンドにバンド通過フィルタされる。Crosbyら特許に開示されたような、脈動作動システムを有する多チャンネル蝸牛内植人工器官が提供される。ここに開示する音声コード化様式は多スペクトルピークコーディング戦略（MPPEAK）と呼ばれる。MPPEAKは、音声および環境音の知覚を助ける追加の高周波情報を提供するように設計されている。

MPPEAKコーディング戦略はF1およびF2スペクトルピークを抽出しそしてコード化し、抽出した周波数を使用して刺激のためのもっと頂部のそしてもっとベース近くの電極ペアを選定するように評価する。選定された電極各自は基本周波数F0に等しいパルスレートにおいて刺激される。F1およびF2に加えて、スペクトル情報の三つの高周波バンドが抽出される。バンド3（2000～2800Hz）、バンド4（2800～4000Hz）、およびバンド5（4000Hz以上）からの振幅評価は電極列1（第2図）の固定電極、例えば第7、第4および第1電極へそれぞれ提供される。

第1、第4および第7電極は、高周波バンドのための不履行電極として選定される。それらは十分に離れており、大部分の患者はこれら三つの位置における刺激を弁別し得るからである。これら不履行刺激では必要に応じ再プログラムし得ることに注目すべきである。

もし三つの高周波バンドがMAP中の三つの最もベース寄り電極へ割当てられたならば、多数の患者は追加の高周波情報を有用であると感じないであろう。これは患者はしばしば隣接するベース寄り電極間の良好な位置ピッチ弁別を示さないからである。加えて、電気的刺激から得られる全体のピッチ知覚はあまりにも高いであろう。

以下の表1は、本発明の音声コーディング模式に採用される種々のフォルマントの周波数範囲を示す。

表 1

周波数範囲	フォルマントもしくはバンド
280-1000 Hz	F1
800-4000 Hz	F2
2000-2800 Hz	バンド3-電極7
2800-4000 Hz	バンド4-電極4
4000 Hz以上	バンド5-電極1

もし入力信号が有声ならば、それは周期的な基本周波数を有する。F1、F2およびバンド3および4の評価から選定された電極ペアはF0に等しいレートで逐次的に刺激される。最もベース寄りの電極ペアが最初に刺激され、そして第5図に示すように次第に頂部寄りの電極ペアが刺激される。第5図には、バンド5は提供されていない。この周波数バンドには有声音のためには無視し得る情報しか含まれていないからである。

もし入力エネルギーが無声音であれば、F1バンド(280-1000 Hz)中のエネルギーは実質上ゼロである。従ってそれは40

00 Hz以上の情報を抽出する周波数バンドで置き換えられる。この状況において、F2およびバンド3、4および5の評価から選定された電極ペアが逐次刺激を受ける。刺激レートは非同期的で、そして200-300 Hzの間を変動する。第6図は、刺激がベースから頂部へ向って進む、無声音のための逐次的刺激パターンを図示する。このようにMPEAKコーディング戦略は五つのスペクトルピークを抽出し、コード化するが、しかし四つだけのスペクトルピークがどの刺激シーケンスについてもコード化されるに過ぎないことが理解し得る。

第7図は、MPEAKコーディング戦略を使用するときの種々の定常状態音素のための電極刺激のパターンを図示する。MAPの一次機能は、主要スペクトルピーク(F1およびF2)の周波数を電極選定に翻訳することである。この機能を実行するには、電極は蝸牛の正円窓から始まって順次番号が付される。電極1は最もベース寄りの電極であり、電極22は電極列中最も頂部寄り電極である。異なる電極の刺激は通常蝸牛のトノトピック機構を説明するピッチ知覚を生ずる。電極22は最低位ピッチ知覚、または最も鈍い音を誘発する。電極1は最高位ピッチ知覚、または最も鋭い音を誘発する。

F1およびF2スペクトルピークのための周波数範囲を電極総数へ割当てるため、不履行マッピングアルゴリズムは第7図に示すように利用し得る電極総数を約1:2の比に分ける。従って電極の約1/3がF1周波数範囲へ割当てられる。これらは頂部寄りの電極であり、そしてそれらは280-1000 Hzの周波数範囲をカバーするであろう。電極の残りの2/3はF2周波数範囲(800-4

000 Hz)へ割当てられる。280-1000 Hzの周波数をカバーする最も頂部寄りの電極は、比例的に等しい周波数バンドを割当てられる。F2の見積りに相当する周波数範囲は残りのベース寄り電極へ割当てられ、そして対数的に等しい周波数バンドに分割される。この周波数分布は比例/対数(lin/log)スペーシングと呼ばれる。

2番目の任意的なマッピングアルゴリズム(図示せず)は、全体の周波数範囲をF1およびF2のための対数的に等しい周波数バンドに分割する(log/logスペーシング)。lin/logスペーシングに比較して、これは1000 Hz以下の周波数境界を割当てられた電極のため比較的広い周波数バンドをもたらす。これらの電極のための広い周波数バンドのため、多数の母音は同じような電極を刺激し、そのためこれら母音の区別を困難にするであろう。

不履行アルゴリズムのF1/F2 lin/log機能は、それがlog/log機能よりもF1範囲において良い位置解像を与えるため好ましい。加えて、このアルゴリズムは1000 Hzに近いフォルマントを持つ母音および子音の弁別を提供する。

DPSプログラムのマッピング部は電極への周波数バンドの割当てに融通性を許容する。もしMAP中により少数の電極が含まれているならば、より少数のそして広い周波数バンドがコンピューターにより自動的に割当てられ、全体の周波数範囲がカバーされるであろう。さらに、周波数バンドのコンピューター発生スペーシングをオーバーライドすることが可能である。どの周波数範囲でも上限周波数境界を変更することによって任意の電極へ割当てることができ

下の表2は、20組の電極ペアおよびMPEAKコーディング戦略を使用して二相+1モードにつくったマップのための不履行境界(lin/log)を示す。

(以下余白)

表Ⅱ B P + 1 モードにおける 20 電極のための Lin / Log
周波数境界および 3 種の高周波バンドのための電極割当

電 極	周波数境界	
	下 限	上 限
20	280	400
19	400	500
18	500	600
17	600	700
16	700	800
15	800	900
14	900	1000
13	1000	1112
12	1112	1237
11	1237	1377
10	1377	1531
9	1531	1704
8	1704	1896
7	1896	2109
6	2109	2346
5	2346	2611
4	2611	2904
3	2904	3231
2	3231	3595
1	3595 以上	

電極：7 バンド 3 用
4 バンド 4 用
1 バンド 5 用

以下の表Ⅲは、14 個の電極だけと M P E A K コーディング戦略
を使用する同じモードの不実行境界を示す。

(以下余白)

表Ⅲ B P + 1 モードにおける 14 電極のための Lin / Log
周波数境界および 3 種の高周波バンドのための電極割当

電 極	周波数境界	
	下 限	上 限
20	280	400
18	400	550
17	550	700
16	700	850
15	850	1000
14	1000	1166
13	1166	1360
10	1360	1587
9	1587	1851
8	1851	2160
7	2160	2519
6	2519	2939
5	2939	3428
4	3428 以上	

電極：7 バンド 3 用
4 バンド 4 用
1 バンド 5 用

電氣的刺激の振幅は、5 種の周波数バンド (F1, F2 およびバ
ンド 3, 4 および 5) の各自内に入ってくる音響信号の振幅から決
定される。しかしながら、電極は異なる閾値 (T) と最大許容音大

きさ (C) レベルを有するため、音声プロセッサは各バンド内の
入ってくる信号の振幅に基いて各電極について別々に刺激レベルを
決定しなければならない。

M S P (第 2 図) は、音響信号を電氣的刺激パターンへ変換する
非直線的な音大きき成長アルゴリズムを含んでいる。第 1 に、M S
P は第 8 図を参照することにより理解し得るように、音響信号を 0
から 150 までの値を持つデジタル直線尺度に変換する。このデジ
タル尺度 (患者の M A P に記憶されている T および C と組合せて)
は電極へ放出される実際の荷電量を決定する。

それらの振幅レベルが 1 とコードされた信号は T レベルにおける
刺激を発生するであろう。それらの振幅レベルが 150 とコードさ
れた信号は C レベルにおける刺激を発生するであろう。

第 9 図を参照すると、脈動タイプの多チャンネル蝸牛内植システ
ムのマイクロホンおよび音声プロセッサ部のブロック図が示され
ている。システム 100 は音声をピックアップし、自動利得制御増
幅器 111 を通って音声特徴抽出器 112 へ電氣的オーディオ信号
を提供する。音声特徴抽出器 112 は該信号を分析し、第 9 図にお
いて F1, A1, F2 および A2 として同定されている第 1 および
第 2 フォルマントの周波数および振幅に相当するデジタル出力を提
供する。

音声特徴抽出器 112 はまた、音声ビット F0 を検出しそして出
力し、患者の精神物理学的テスト結果に関する情報を含んでいる M
A P 114 を使用して、音声ビット情報を逐次的に刺激される二つ
の電極上の電氣的刺激のパターンへ翻訳するエンコーダー 113 を
スタートさせる。そのように翻訳されたデータは患者のコイル 11

5によって内蔵したレシーバー／刺激ユニットRSU3（第2図）へ送られる。

3個のバンド通過フィルタ116、117および118もマイクホン110からのオーディオ信号をそれが音声特徴抽出器112へ印加される前に受取り、そして該信号を異なる周波数の三成分に、すなわち2000～2800Hz信号をバンド3に、2800～4000Hz信号をバンド4に、そして4000～8000Hz信号をバンド5に分離する。バンド3、4および5からの信号はエンコーダ113へ導かれ、そしてこれら信号のマッピングは第1および第2フォルマントと類似の態様でなされ、適切な電極へ得られた電気的刺激のパターンの翻訳が以前に述べたように行われる。

自動利得制御増幅器111は、フィルタ116および117へ供給される信号の振幅を制御するために使用される。フィルタ118は音声信号の無声音部分のためだけに使用されるので、その振幅は決して大きくなく、それ故該信号は自動利得制御を必要としない。従って増幅器119は内蔵された自動利得制御機能を持たない。

要約すると、DPSソフトウェアを使用してなされた精神物理学的測定は、抽出された音響入力を患者に特異的な刺激パラメータに翻訳するための情報を提供する。電気的刺激のための閾値（T）および最大（C）レベルは電極ペア毎に測定される。これらの値はMAPに記憶される。それらは任意の与えられた電極ペアのための入って来る音響信号振幅と刺激レベルとの間の関係を決定する。

音声プロセッサ内部で、RAMは全体をMAPと呼ぶ数値表のセットを記憶する。このMAPはF1、F2およびバンド3ないし5のための刺激パラメータと振幅見極りを決定する。刺激パラメー

タのコード化は別々のステップのシーケンスに従う。該ステップは以下のように要約できる。

1. 第1フォルマント周波数（F1）は280～1000Hzの範囲の主要スペクトルピークに基いてある数に変換される。

2. F1数はMAP表の一つと共に、第1フォルマントを表すために刺激すべき電極を決定するために使用される。このモードによって働かない電極が決定される。

3. 第2フォルマント周波数（F2）は800～4000Hzの範囲内の主要スペクトルピークに基いてある数に変換される。

4. F2数はMAP表の一つと共に、第2フォルマントを表すために刺激すべき電極を決定するために使用される。このモードによって働かない電極が決定される。

5. バンド3、4および5のための振幅見極りがバンド3、4および5それぞれのための3個の不覆行電極7、4および1へ、またはMAPがつくられる時に選定し得る他の電極へ割当てられる。

6. 各周波数バンド中の音響信号の振幅が0ないし150の数へ変換される。放出されるであろう刺激のレベルは音響振幅（0～150範囲内の）をステップ2、4および5において選定された特定の電極のための刺激レベルへ関連させるMAP表のセットを参照して決定される。

7. 該データは音声プロセッサ中でさらに符号化され、そしてレシーバー／刺激装置へ伝送される。後者は該データを符号化し、そして刺激を適切な電極へ送る。刺激パルスは有声音間中はF0に等しいレートで、そして無声音間中はF0およびF1フォルマントの範囲内（典型的には200ないし300Hz）のランダム非周期的

レートで提供される。

以上の説明から、本発明の多スペクトルピーク音声コーディング様式は先行技術F0F1F2様式において利用し得る情報のすべてを提供するが、3個の高周波バンド通過フィルタからの追加の情報を提供することが明らかであろう。これらのフィルタは2000～2800Hz、2800～4000Hzおよび4000～8000Hzの周波数範囲をカバーする。これらの範囲内のエネルギーは電極列のベース端にある3個の決まった電極ペアの電気的刺激の振幅を制御する。このため高周波音に関する追加の情報が蝸牛中のトノプロティックに適切な位置に提供される。

全体の刺激レートはF0（基本周波数または音声ピッチ）として留まるが、しかし本発明の様式においては4種の電気的刺激パルスがめいめいの声門パルスについて発生する。これは音声ピッチ期間当たりたった2種のパルスが発生する先行技術のF0F1F2戦略と比較される。この新しい様式においては、有声音のために第1および第2フォルマントを表す2種のパルスがなお提供され、そして2000～2800Hzおよび2800～4000Hz範囲内のエネルギーを表す追加の刺激パルスが発生する。

無声音素のためには、4000Hz以上のエネルギーを表すなお他のパルスが提供されるが、その周波数範囲にはエネルギーがないので第1フォルマントのための刺激は提供されない。刺激は以前の戦略において使用されるものより約2倍である約260Hzのランダムパルスレートで発生する。

さらに以上の説明から、本発明は以前の蝸牛内蔵システムに関連した種々の問題を克服する蝸牛内蔵システムを提供することが明瞭

であろう。本発明に従って多スペクトルピーク音声コーディング戦略の使用は、この内蔵システムの利用者に中程度レベルのバックグラウンドの存在下においてさえも著しく改善された音声認識を提供する。加えて、本発明により改善された音楽および環境音の認識が提供される。

本発明の特定具体例を図示し、記載したが、当業者にはその最も広い面における本発明から逸脱することなく種々の変更および修飾をなし得ることは自明であり、それ故請求の範囲の役目はそのような変更および修飾は本発明の真の精神および範囲内に属するものとしてカバーすることにある。

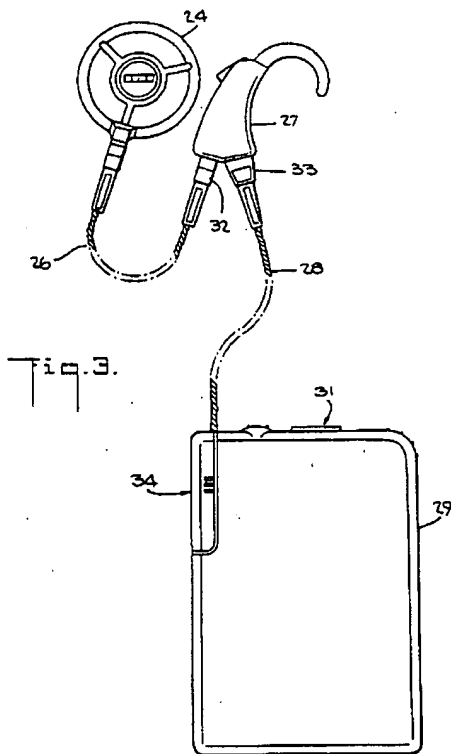
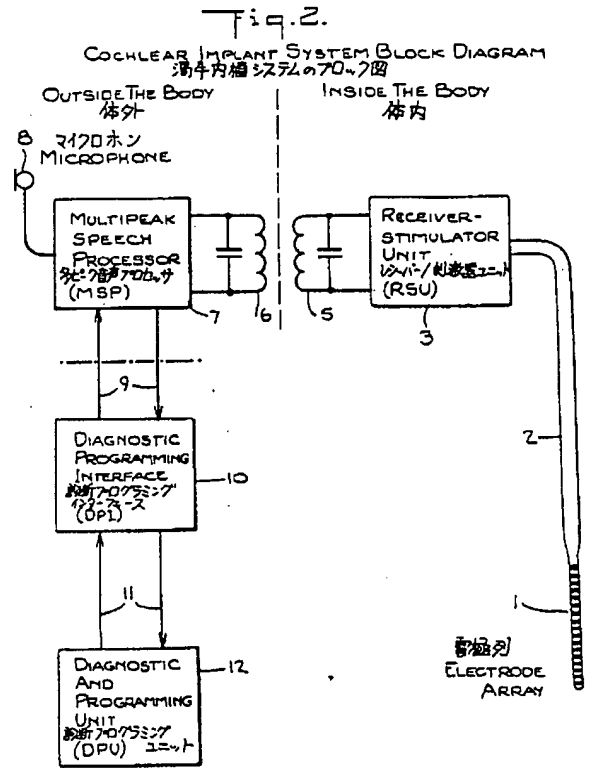
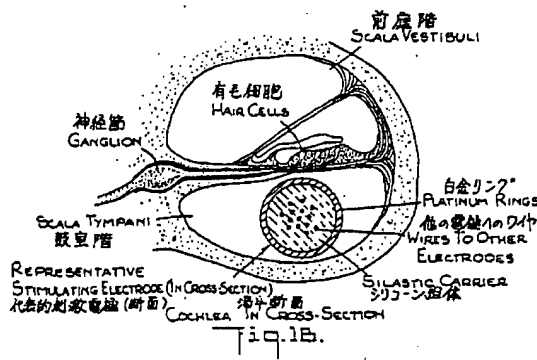
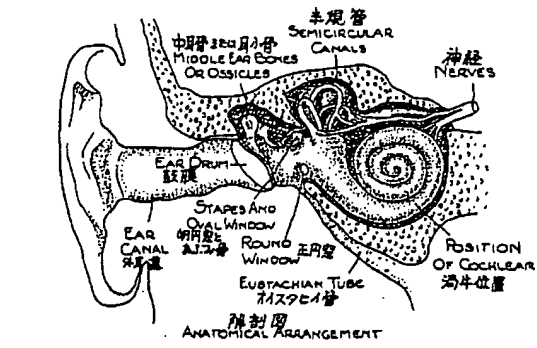


Fig. 3A.

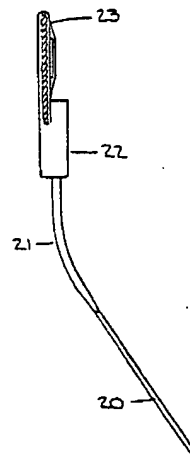
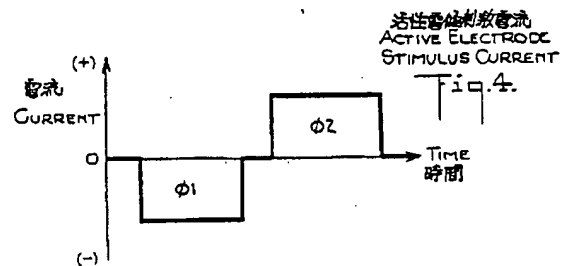
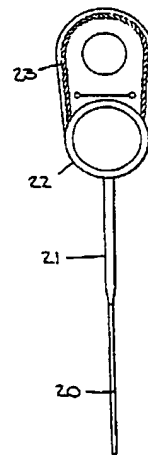
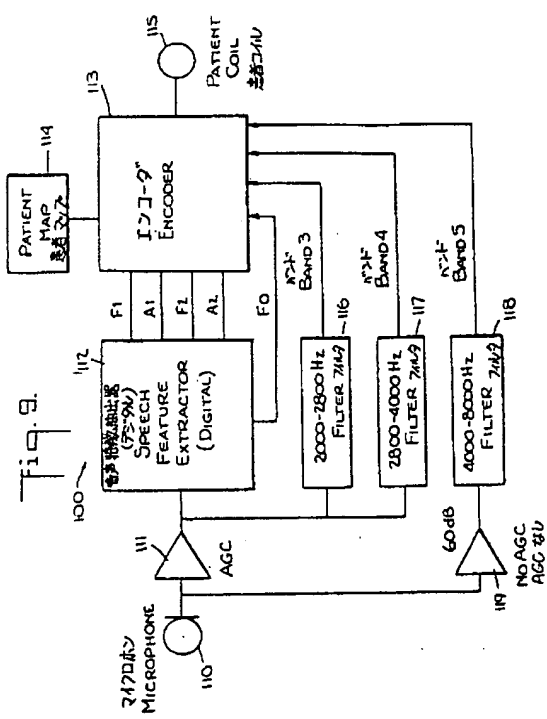
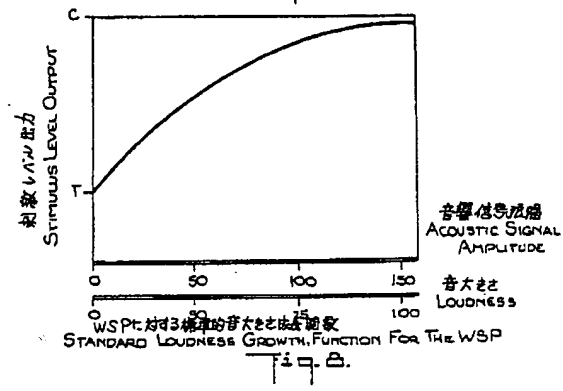
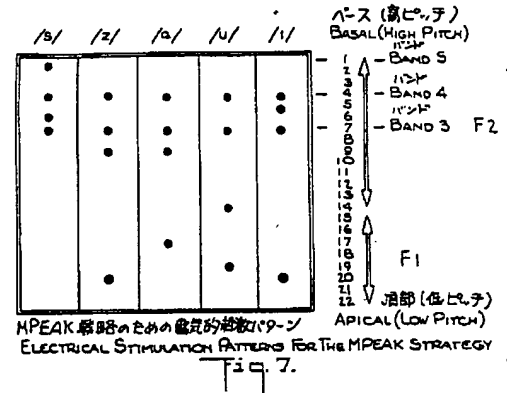
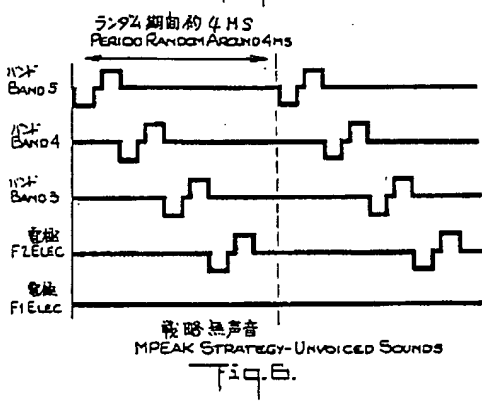
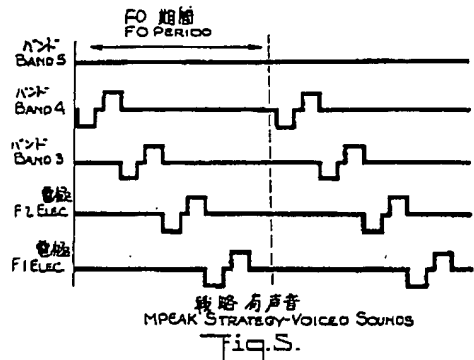


Fig. 3B.





補正書の写し (翻訳文) 提出書
(特許法第 184 条の 7 第 1 項)

平成 3 年 5 月 7 日

特許庁長官 殿

- 特許出願の表示
PCT/AU90/00407
- 発明の名称
多ピーク音声プロセッサ
- 特許出願人
住所 オーストラリア連邦 2066 ニューサウスウェールズ、
レーンコニア、マースロード 14
名称 コックリヤ、プロプライエタリ、リミテッド
代表者 バトリック、ジェームス
国籍 オーストラリア
住所 オーストラリア連邦 3052 ビクトリア、パークビル、
グラッングストリート (番地なし)
名称 ザ、ユニバーシティ、オブ、メルボルン
代表者 ボッター、ジェームス ベイルドン
国籍 オーストラリア
- 代理人
住所 大阪市中央区淡路町 2 丁目 1 番 13 号 弘栄ビル
電話 (06) 222-0547
氏名 (6036) 弁護士 森 岡 油 夫
- 補正書の提出年月日
1991 年 1 月 14 日
- 添付書類の目録
(1) 補正書の翻訳文 1 通

補 正 の 内 容

国 際 特 許 報 告

1. 以下の新しい請求項 16 および 17 を追加する。
他の請求項には変更はない。
- 「16. 蝸牛の頂部区域から蝸牛のベース区域まで蝸牛内に配置するのに適した患者に内蔵し得る超絶刺激多チャンネル電極列を刺激するための信号を発生するようにマイクロホンから受信したオーディオスペクトル信号を音声コーディングする方法であって、前記方法は、
前記オーディオ信号を前記オーディオスペクトル信号の第 2 (F2) フォルマント周波数ピークの正常範囲内またはそれをこえる複数のバンドにバンド通過フィルタし、それにより追加の高周波数情報が増加して提供されることを特徴とする前記方法。
17. 前記オーディオスペクトル信号からそのようにして得た情報は逐次パルスに符号化され、前記電極列の選定された電極へ印加される請求項 16 の方法。」

International Application No. PCT/JP 90/00407			
I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (If several classification symbols apply, indicate all)			
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC			
Int. Cl. 3 H04 23/00, A61P 3/18			
II. FIELDS SEARCHED			
Minimum Documentation Searched ?			
Classification System		Classification Symbols	
IPC		H04 23/00, A61P 3/18, 1/18	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the extent that such Documents are included in the Fields Searched			
All : IPC as above			
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of Document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to Claim No 13	
A	JP.A. 124930 (KOBAYASHI et al) 14 November 1984 (14.11.84) See page 11 lines 8-22 and page 12 lines 1-4		
A	AU.A. 58104/83 (THE UNIVERSITY OF MELBOURNE) 23 February 1984 (23.02.84) See page 3 lines 6-24		
A	AU.A. 66115/85 (THE UNIVERSITY OF MELBOURNE) 13 March 1986 (13.03.86) See page 5 lines 15-25 and page 6 lines 1-24		
A	US.A. 4592359 (KOBAYASHI et al) 10 June 1986 (10.06.86) See abstract		
A	US.A. 4611598 (KOBAYASHI et al) 16 September 1986 (16.09.86) See abstract		
(continued)			
* Special Categories of cited documents: 10 "1" later document published after the international filing date of priority date and not in conflict with the application but cited to understand the art or to show the state of the art at the time of the international filing date			
"2" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance			
"3" earlier document but published on or after the international filing date			
"4" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)			
"5" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means			
"6" document published prior to the international filing date but later than the priority date of the cited document			
"7" later document published after the international filing date of priority date and not in conflict with the application but cited to understand the art or to show the state of the art at the time of the international filing date			
"8" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step			
"9" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is examined with one or more other such documents, such examination being confined to a person skilled in the art.			
"10" document number of the same patent family			
IV. CERTIFICATION			
Date of the Actual Completion of the International Search		Date of Filing of this International Search Report	
13 November 1990 (13.11.90)		21 November 1990	
International Searching Authority		Signature of Authorised Officer	
Australian Patent Office		R. HENRY	

ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT ON INTERNATIONAL APPLICATION NO. PCT/JP 90/00407

This Annex lists the known "A" publication level patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report. The Australian Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

Patent Document Cited in Search Report	Patent Family Members			
JP 124930	AU 26689/84 CN 1212501 JP 61001200	AU 73227/87 EP 241101 US 4532930	AU 73221/87 EP 247649	
AU 46815/85	US 4947844			
US 4592359	AU 55350/86 EP 158618	AU 54985/90 JP 61293475	CN 86103049	
US 4611598	DE 3420244	EP 153137		
US 4593696	AU 51720/85 CN 86100219	EP 8600156 EP 190836	CN 1247227 JP 61170457	

END OF ANNEX

International Application No. PCT/JP 90/00407	
I. INFORMATION CONTAINED FROM THE SEARCH REPORT	
A	US.A. 4081048 (KLEINMAN) 13 December 1977 (13.12.77) See abstract
A	US.A. 4592359 (KOBAYASHI) 10 June 1986 (10.06.86) See abstract
V. [] OBSERVATIONS WHERE CERTAIN CLAIMS WERE FOUND UNSEARCHABLE	
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:	
1. [] Claim numbers because they relate to subject matter not fulfilling to be searched by this Authority, namely:	
2. [] Claim numbers because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:	
3. [] Claim numbers because they are dependent claims and are not defined in accordance with the second and third sentences of PCT Rule 6.4 (b):	
VI. [] OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING	
This international searching authority found multiple inventions in this international application as follows:	
1. [] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims of the international application.	
2. [] As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims of the international application for which fees were paid, specifically claims:	
3. [] No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first disclosed in the claims; it is covered by claim numbers:	
4. [] As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, the international searching authority did not invite payment of any additional fee.	
Remarks on Prior Art	
[] The additional search fees were accompanied by applicant's protest.	
[] No protest accompanied the payment of additional search fees.	

Form PCT/ISA/210 (Supplemental sheet (2)) (January 1983)

第 1 頁の続き

⑦発明者　　ダウエル，リチャード　シー

オーストラリア連邦3095ビクトリア、ノースエルサム、プログレス
ロード169

⑦出 願 人 ザ、ユニバーシティ、オブ、メ
ルボルン

オーストラリア連邦3052ビクトリア、パークビル、グラツタンスト
リート (番地なし)